



①⑨ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

①⑫ **Offenlegungsschrift**
①⑩ **DE 41 34 481 A 1**

⑤① Int. Cl. 5:
G 02 B 21/22

②① Aktenzeichen: P 41 34 481.2
②② Anmeldetag: 18. 10. 91
④③ Offenlegungstag: 22. 4. 93

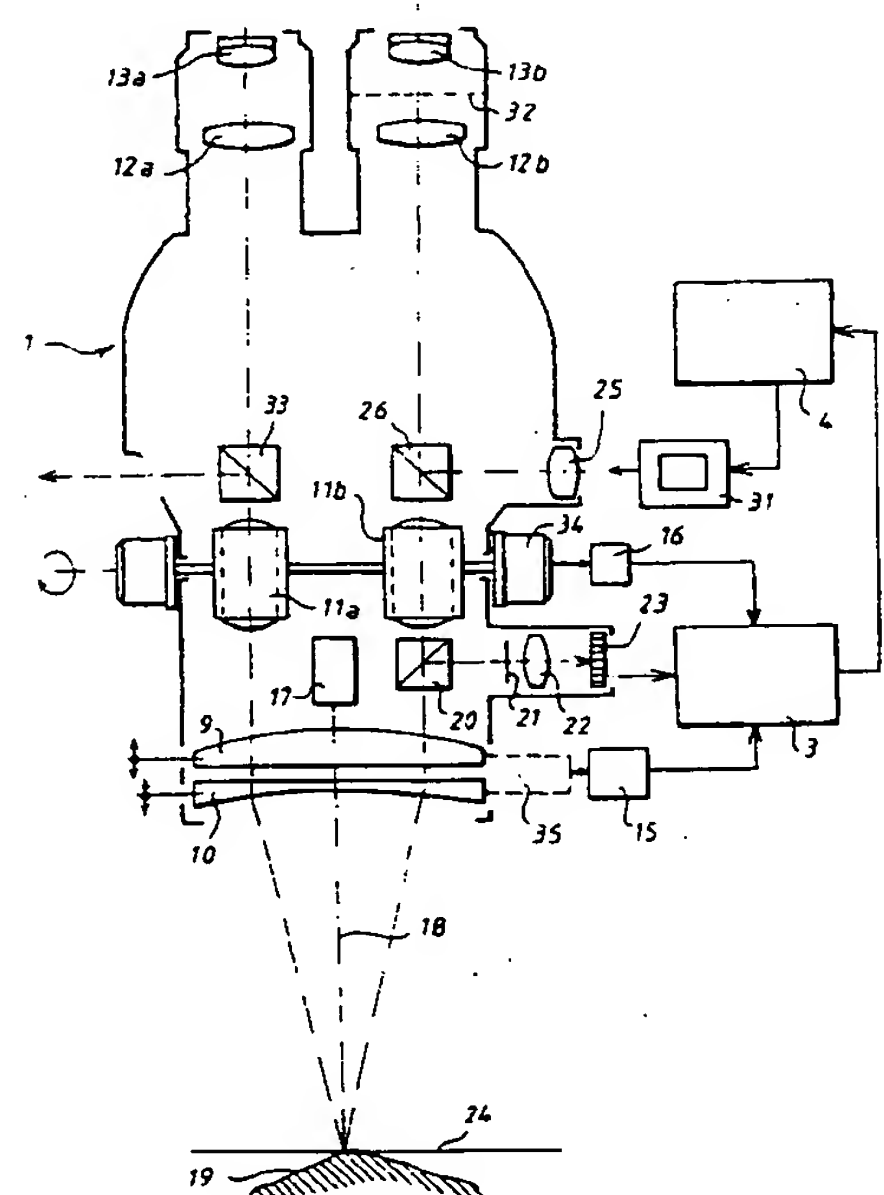
DE 41 34 481 A 1

⑦① Anmelder:
Fa. Carl Zeiss, 7920 Heidenheim, DE

⑦② Erfinder:
Müller, Werner, Dr.; Luber, Joachim, 7087 Essingen,
DE

⑤④ Operationsmikroskop zur rechnergestützten, stereotaktischen Mikrochirurgie, sowie Verfahren zu dessen Betrieb

⑤⑦ Zur definierten Bestimmung des durch ein Operationsmikroskop eingesehenen Sehfeldes wird in einem Anvisierverfahren die relative aktuelle Lage der Sehfeldebene, zur Lage eines interessierenden Objektdetails mit Hilfe eines Positionserkennungssystems nach dem Lasertriangulations-Prinzip erfaßt und graphisch dargestellt. Sobald Sehfeldebene und Objektdetail übereinstimmen wird anhand der erfaßten optischen Systemdaten die Lage des Objektdetails bezüglich des Operationsmikroskops bestimmt und mit den erfaßten Koordinaten des Operationsmikroskops die Sehfeldlage im Raum ermittelt. Das hierzu erforderliche Positionserkennungssystem arbeitet auf optischer Basis und ist in die Optik des Operationsmikroskops integrierbar.



DE 41 34 481 A 1

Die Erfindung betrifft ein Operationsmikroskop zur rechnergestützten stereotaktischen Mikrochirurgie nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1, sowie ein Verfahren zu dessen Betrieb.

Innerhalb der konventionellen Mikrochirurgie mit Hilfe eines Operationsmikroskopes ergeben sich häufig Probleme bei der Interpretation des durch das Operationsmikroskop betrachteten Sehfeldes, bzw. der momentan betrachteten anatomischen Situation. So stellt sich oft die Aufgabe Diagnosedaten, welche über verschiedene bildgebende Untersuchungsverfahren (Computer-Tomographie CT, Kernspinresonanz NMR, ...) gewonnen wurden, mit dem momentan eingesehenen Sehfeld zu korrelieren, um einen gezielten Eingriff vornehmen zu können. Die Interpretation und Analyse des Mikroskop-Sehfeldes ist demzufolge für den Chirurgen schwierig und zeitaufwendig.

Ein Lösungsansatz zu dieser Problematik beruht auf dem Einsatz stereotaktischer Methoden, um eine rasche intraoperative Nutzung der Diagnosedaten zu ermöglichen. So ist aus der US-Patentschrift US 47 22 056 ein Operationsmikroskop bzw. ein Verfahren zu dessen Betrieb bekannt, bei dem mit Hilfe einer Einspiegelungsvorrichtung dem betrachteten Sehfeld Bilder aus einem präoperativen Diagnoseverfahren überlagert werden können. Die Korrelation zwischen Operationsmikroskop und Patient, d. h. die Ermittlung der Koordinaten des eingesehenen Sehfeldes, erfolgt hier durch die Bestimmung der Operationsmikroskop-Raumkoordinaten mit Hilfe eines Ultraschallgeber-Systemes. Aus den Raumkoordinaten des Operationsmikroskopes wird dann über die jeweiligen aktuellen optischen Systemdaten auf die Lage des Sehfeldes im Raum geschlossen, wobei davon ausgegangen wird, daß das interessierende Objektdetail in der Sehfeldebene liegt.

Dieses Verfahren zur Sehfeld-Lokalisation und Korrelation mit den entsprechenden Diagnosedaten weist jedoch entscheidende Nachteile auf. So ist die Abbildung durch das optische System des Operationsmikroskopes immer mit einer gewissen Tiefenschärfe behaftet, die bei Vergrößerungen, die in der Neurochirurgie beispielsweise üblich sind, im Bereich weniger zehntel Millimeter bis hin zu einigen Zentimetern reichen kann. Interessiert nun den Chirurgen im Verlauf einer Operation ein anatomisches Detail, so fokussiert er das Mikroskop auf die entsprechende Stelle, muß aber aufgrund der erwähnten Tiefenschärfe, der seinerseits möglichen Akkomodation, sowie optischer Toleranzen im System mit einer gewissen Ungenauigkeit zwischen interessierendem Objektdetail und Fokusebene rechnen. Eine derartige Vorrichtung erlaubt damit keine hochgenaue direkte Vermessung des interessierenden Objektdetails. Ebenso wenig ist eine zuverlässige Zielfindung mit Hilfe des Operationsmikroskopes gewährleistet. Ein weiterer Nachteil dieser Anordnung ist der umständliche Aufbau des Ultraschallgebersystems am Operationsmikroskop, der den Chirurgen während der Operation behindert.

Eine ähnliche Lösung dieser Problematik beschreibt auch die DE-OS 40 32 207. Hier wird die exakte Raumposition des Operationsmikroskopes, das von einem Mehr-Gelenk-Mechanismus getragen wird, über die Detektoren in diesem Mehr-Gelenk-Mechanismus ermittelt, die Bewegungsrichtungen und -abstände der beweglichen Elemente erfassen. Die exakte Lage des eingesehenen Sehfeldes im Raum wird hier über die Ermittlung der Operationsmikroskop-Koordinaten aus

den Detektorsignalen, sowie durch die erfaßten Daten des optischen Systems, wie etwa der momentane Fokussierzustand, berechnet. Die Bestimmung der Sehfeldlage allein aus den Daten des optischen Systems nach erfolgtem Fokussieren auf das interessierende Objektdetail ist hier mit denselben Ungenauigkeiten verbunden, wie vorab bereits beschrieben wurde. Die Tiefenschärfeproblematik, physiologische Wahrnehmungseigenschaften sowie optische Toleranzen im System gestatten auch hier keine exakte Positionsbestimmung des eingesehenen Sehfeldes, insbesondere keine direkte Vermessung desselben.

Es ist daher Aufgabe der vorliegenden Erfindung ein Operationsmikroskop sowie ein Verfahren zu dessen Betrieb zu schaffen, das es erlaubt das eingesehene Sehfeld koordinatenmäßig exakt zu erfassen und somit die Korrelation mit den entsprechenden Diagnosedaten aus bildgebenden Diagnoseverfahren ermöglicht. Dabei soll sich die Genauigkeit der Koordinatenerfassung nach der Auflösungsgrenze des jeweiligen bildgebenden Diagnoseverfahrens richten. Außerdem sollen die wesentlichen Komponenten in die Optik des Operationsmikroskopes integriert sein.

Diese Aufgabe wird gelöst durch ein Operationsmikroskop mit den Merkmalen des Anspruchs 1. Ein geeignetes Verfahren zu dessen Betrieb ist Gegenstand des Anspruchs 8, sowie der folgenden Unteransprüche.

Wesentliches Kennzeichen der Erfindung ist, daß über ein Anvisierverfahren versucht wird, ein ausgewähltes und markiertes Objektdetail mit der jeweiligen Sehfeldebene zur Überlagerung zu bringen. Ist dies gewährleistet, so läßt sich aus den optischen Systemdaten des Operationsmikroskopes die relative Lage des Objektdetails vor dem Operationsmikroskop bestimmen. Dazu ist zusätzlich noch die Kenntnis der exakten Raumkoordinaten und der Orientierung des Operationsmikroskopes nötig. Zweckmäßig ist hierzu die Anordnung des erfindungsgemäßen Operationsmikroskopes an einem Mehrgelenk-Stativ, wobei geeignete Weg- und Winkeldetektoren in diesem Mehrgelenk-Stativ zur präzisen Erfassung der Operationsmikroskop-Position und -Orientierung dienen. Ist somit die exakte Raumposition des Operationsmikroskopes bekannt, so kann zusammen mit dem Ergebnis einer vorherigen Eichmessung auf die Lage des betrachteten Objektdetails bzw. des eingesehenen Sehfeldes im Patienten-Koordinatensystem geschlossen werden. Bei einer derartigen Eichmessung werden bekannte, durch das bildgebende Diagnoseverfahren ebenfalls erfaßte Punkte im Patientenkoordinatensystem über das beschriebene Anvisierverfahren vermessen. Ein der Lage und Größe des erfaßten Sehfeldes entsprechendes Diagnosebild aus dem präoperativ erstellten Diagnosedatensatz kann dann über eine entsprechende Einspiegelungsvorrichtung in den Beobachtungs-Strahlengang eingespiegelt werden. Damit ist eine Überlagerung von Diagnosebild und betrachtetem Sehfeld möglich. Alternativ kann eine derartige Darstellung auch auf einem separaten Diagnose-Monitor erfolgen. Somit ist der rechnergestützte stereotaktische Einsatz eines Operationsmikroskopes gewährleistet.

Ein derartiges Anvisierverfahren wird ermöglicht, indem in den Beobachtungsstrahlengang Markierungen eingespiegelt werden, welche die relative Lage der Sehfeldebene, sowie die Lage eines auf ein Objektdetail projizierten Laserstrahles vergegenständlichen. Dazu wird die exakte Lage der Operationsmikroskop-Sehfeldebene, mit Hilfe eines Positionserkennungssystems

auf optischer Basis, beispielsweise nach dem Lasertriangulations-Prinzip, ermittelt. Die Position eines von der Objektoberfläche gestreuten Laserstrahles wird hierzu auf einem ortsauflösenden Positionsdetektor ausgewertet. Jede Änderung im Abstand Objekt — Mikroskop, bzw. Fokussieren desselben, führt zu einer lateralen Verschiebung des abgebildeten Laserstrahles auf dem Positionsdetektor. Die mit Hilfe einer speziellen Prozeßsteuerung erfaßte Ist-Position des Laserstrahles auf dem Positionsdetektor, sowie die Soll-Position bei Übereinstimmen von Sehfeldebene und Objektdetail wird über eine Bildverarbeitungseinrichtung auf einem TV-Display dargestellt und in den Beobachtungsstrahlengang des Operationsmikroskopes eingespiegelt.

Durch Fokussieren oder Defokussieren des Operationsmikroskopes wird nun versucht, diese beiden Markierungen zur Deckung zu bringen, womit eine definierte Sehfeldmarkierung, d. h. die eindeutige Lage eines Objektdetails, gewährleistet ist. Dabei kann die Fokussierung über eine Schnittweitenvariation des verwendeten Objektivsystemes erfolgen. Möglich ist jedoch auch, das komplette Operationsmikroskop entlang der optischen Achse zu verschieben. Erst nach diesen Anvisierverfahren wird die exakte Position des so markierten Objektdetails aus den optischen Systemdaten ermittelt. Die optischen Systemdaten insbesondere die aktuelle Vergrößerung des Vergrößerungssystems und die eingestellte Brennweite des Hauptobjektives lassen sich mit geeigneten Weg- bzw. Winkeldetektoren an den Antriebseinheiten für die jeweilige Verstellung erfassen. Somit ist die relative Lage des betrachteten Objektdetails zum Operationsmikroskop definiert bestimmt. Zusammen mit den Operationsmikroskop-Raumkoordinaten und einer notwendigen vorhergehenden Eichmessung am Patienten läßt sich somit die exakte Objektdetail-Lage im Patienten-Koordinatensystem ermitteln.

Eine vorteilhafte Verarbeitung der so ermittelten Informationen besteht in der Korrelation des nun positions- und orientierungsmäßig definiert erfaßten Sehfeldes mit entsprechenden Diagnosebildern (CT, NMR, ...). Diese können z. B. unter Berücksichtigung der aktuellen Operationsmikroskop-Systemdaten wie Vergrößerungsfaktor etc., dem betrachteten Bildausschnitt überlagert werden, indem diese in den Beobachtungsstrahlengang eingespiegelt werden.

Weiterhin erweist es sich als zweckmäßig, die mechanischen Toleranzen des Vergrößerungssystems, der Fokussierung sowie Justagefehler des optischen Systemes, beispielsweise bei der Montage eines derartigen Operationsmikroskopes in einer Referenzmessung, zu erfassen und in der Prozeßsteuerung zu berücksichtigen. Während des Anvisierens, d. h. dem Fokussieren des optischen Systemes werden beim Ermitteln der Koordinaten von aktueller Sehfeldebene und markiertem Objektdetail laufend die in der Referenzmessung erfaßten Fehler berücksichtigt und bei der graphischen Darstellung entsprechend korrigiert.

Ebenfalls vorteilhaft erweist sich, die Einspiegelung der graphischen Markierungen zwischen Binokulartubus und Vergrößerungswechsler vorzunehmen.

Das Positionserkennungssystem nach dem Lasertriangulations-Prinzip arbeitet am zweckmäßigsten im nicht-sichtbaren Spektralbereich, beispielsweise im nahen Infrarot. Dadurch wird vermieden einen Laser mit hoher Leistung einsetzen zu müssen, der angesichts der hohen Beleuchtungsstärke im Operationsmikroskop-Sehfeld nötig gewesen wäre, um den projizierten Laserstrahl auf dem Objekt eindeutig zu lokalisieren. Weiter-

hin ist damit bei einem entsprechend empfindlichen Positionsdetektor gewährleistet, daß dieser nur die Information des interessierenden Laserstrahles weiterverarbeitet und nicht etwa Falschinformationen durch Streulicht auswertet.

Weitere Vorteile der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung eines Ausführungsbeispieles anhand der beigefügten Zeichnungen.

Dabei zeigt

Fig. 1 die Anordnung des erfindungsgemäßen Operationsmikroskopes an einem geeigneten Mehrgelenk-Stativ;

Fig. 2 den Aufbau des erfindungsgemäßen Operationsmikroskopes in Frontansicht;

Fig. 3 eine Seitenansicht des Positionserkennungssystems nach dem Lasertriangulations-Prinzip im unteren Teil des erfindungsgemäßen Operationsmikroskopes aus Fig. 2;

Fig. 4a und 4b verschiedene Fokussierstellungen; sowie

Fig. 5a und 5b die dazugehörigen graphischen Darstellungen auf einem TV-Display oder im Beobachtungsstrahlengang.

In Fig. 1 ist eine Anordnungsmöglichkeit für den Einsatz des erfindungsgemäßen Operationsmikroskopes (1) innerhalb der rechnergestützten stereotaktischen Mikrochirurgie dargestellt. Das erfindungsgemäße Operationsmikroskop (1) ist hierbei an einem speziellen Mehrgelenk-Stativ (2) befestigt, welches die Manipulation des Operationsmikroskopes (1) in allen sechs Freiheitsgraden erlaubt. Entscheidend für das verwendete Mehrgelenk-Stativ (2) ist, daß anhand von eingebauten Weg- und Winkeldetektoren stets die Erfassung der aktuellen Raumkoordinaten, sowie die Orientierung des daran befestigten Operationsmikroskopes (1) möglich ist. Die Ermittlung der Operationsmikroskop-Raumkoordinaten und -Orientierung aus den gelieferten Detektorsignalen übernimmt ein Rechner, der als Prozeßsteuereinrichtung (3) dient und in der dargestellten Anordnung im Sockelteil des Mehrgelenk-Statives (2) untergebracht ist. Mit der Prozeßsteuereinrichtung (3) verbunden ist eine Bildverarbeitungseinrichtung (4), welche für die graphische Umsetzung der Signale des Positionserkennungssystems auf einem in dieser Figur nicht dargestellten TV-Display sorgt. Dieses TV-Display kann dabei in den Beobachtungsstrahlengang des Operationsmikroskopes integriert sein. Auf einem Diagnosemonitor (5) kann das eingesehene Sehfeld des weiteren über einen entsprechenden Kameraausgang des Operationsmikroskopes (1) dargestellt und nach der Koordinaten- und Lagebestimmung des Sehfeldes beispielsweise mit einem entsprechenden intraoperativ rekonstruierten Diagnosebild überlagert werden. Dieses rekonstruierte Diagnosebild kann alternativ, wie bereits erwähnt, über das TV-Display im Beobachtungsstrahlengang des Operationsmikroskopes (1) dargestellt werden. Dabei übernimmt die Bildverarbeitungseinrichtung (4) des weiteren die Rekonstruktion des anzuzeigenden Diagnosebildes aus dem präoperativ erstellten Diagnosedatensatz. Damit ist eine intraoperative On-line-Nutzung von Diagnosedaten während des chirurgischen Eingriffes gegeben. Um bei einer derartigen Operation eine reproduzierbare Position des Patientenkopfes, beispielsweise bei Gehirnoperationen, zu gewährleisten wird der Patientenkopf (6) des auf einem Operationstisch (8) liegenden Patienten mit einem speziellen Stereotaxierahmen (7) fixiert, der seinerseits mit dem Operationstisch (8) fest verbunden werden kann. Dieser Stereotaxierahmen

(7) wird zudem als Lokalisationshilfe bei der Erstellung eines präoperativen Diagnosedatensatzes benutzt und ermöglicht damit die Korrelation dieser Diagnosedaten mit dem eingesehenen Sehfeld.

In Fig. 2 ist die Frontansicht eines Ausführungsbeispiels des erfindungsgemäßen Operationsmikroskopes (1) dargestellt. Ebenso dargestellt sind schematisch die nötigen Auswerteeinheiten für den Betrieb eines derartigen Operationsmikroskopes (1) innerhalb der stereotaktischen rechnergestützten Mikrochirurgie. Das erfindungsgemäße Operationsmikroskop (1) besitzt in diesem Ausführungsbeispiel ein zweiteiliges Hauptobjektiv, bestehend aus einer Sammel- (9) und einer Zerstreuungslinse (10) für die beiden stereoskopisch getrennten Beobachtungsstrahlengänge. Die beiden Hauptobjektiv-Linsen (9, 10) können zur Fokussierung entlang der optischen Achse (18) relativ zueinander versetzt werden. Weiterhin ist ein Zoom-System (11a, 11b) für jeden der beiden Beobachtungsstrahlengänge zum Wechseln der Vergrößerungseinstellung vorgesehen. In den beiden Beobachtungstuben sind desweiteren Tubuslinsen (12a, 12b), sowie Okularlinsen (13a, 13b) für jeden Beobachtungsstrahlengang angeordnet. Zum Ermitteln der aktuellen optischen Systemdaten dienen Detektoren (15, 16), welche die aktuelle Einstellung von Zoom (11a, 11b) und Hauptobjektiv (9, 10) an den dazugehörigen jeweiligen Verstellelementen (33, 34) erfassen und an den Rechner der Prozeßsteuereinrichtung (3) übergeben. Zwischen Hauptobjektiv (9, 10) und Zoom-System (11a, 11b) ist ein Positionserkennungssystem nach dem Lasertriangulations-Prinzip angeordnet. Der von einer Laser-Diode, die in dieser Darstellung nicht sichtbar ist, erzeugte Laserstrahl wird über einen Umlenkspiegel (17) durch das Hauptobjektiv (9, 10) auf die Objektoberfläche (19) projiziert. Das von der Objektoberfläche (19) gestreute Laserlicht wird in einem der beiden stereoskopischen Beobachtungsstrahlengänge mit Hilfe eines Auskoppel-elementes (20) aus dem Beobachtungsstrahlengang ausgekoppelt und über einen Filter (21) und eine Projektionslinse (22) auf einen geeigneten ortsauflösenden Positionsdetektor (23) abgebildet. Als Positionsdetektoren kommen beispielsweise CCD-Zeilen-, Flächenarrays oder positionsempfindliche Detektoren PSDs in Frage. Das hier dargestellte Positionserkennungssystem auf optischer Basis ist nicht erfindungsspezifisch. Möglich sind auch Alternativen in der Anordnung der ein- und ausgekoppelten Strahlengänge bzw. andere bekannte optische Positionserkennungssysteme, die in die Operationsmikroskop-Optik integriert werden können.

Die Ist-Position des reflektierten Laserstrahles auf dem Positionsdetektor (23) wird nach Auswertung der Detektorsignale im Rechner (3) der Prozeßsteuereinrichtung und Weiterverarbeitung in der Bildverarbeitungseinrichtung (4) auf einem TV-Display (31) graphisch dargestellt. Ebenso graphisch dargestellt wird auf dem TV-Display (31) die Soll-Position des gestreuten Laserstrahles auf dem Positionsdetektor (23), die dieser einnimmt, wenn Sehfeldebene (24) und markiertes Objektdetail (19) in einer Ebene liegen. Um nun eine definierte Vermessung eines Objektdetails zu gewährleisten, müssen die beiden graphischen Markierungen von Ist-Position und Soll-Position des gestreuten Laserstrahles auf dem Positionsdetektor (23) zur Deckung gebracht werden, was durch Fokussieren des Operationsmikroskopes (1) erfolgt. Hierbei ist nicht erfindungswesentlich wie diese Fokussierung erfolgt, d. h. neben dem Fokussieren eines Objektives variabler

Brennweite ist auch ein Verschieben des kompletten Operationsmikroskopes (1) entlang der optischen Achse (18) möglich, wenn ein Objektiv mit fester Brennweite verwendet wird. Um dem Chirurgen die zum Fokussieren erforderliche Hilfestellung zu geben, wird die graphische Darstellung auf dem TV-Display (31) über eine Einspiegelungsvorrichtung in mindestens einen der beiden Beobachtungsstrahlengänge eingespiegelt. Diese Einspiegelung der Soll- und Ist-Position des Laserstrahles auf dem Positionsdetektor (23) erfolgt über eine Projektionslinse (25), ein Einkoppelement (26) und eine Tubuslinse (12b) in die Zwischenbildebene (32) eines Binokulartubus. Hier überlagern sich nun das eingesehene Mikroskop-Sehfeld und die graphische Darstellung von Soll- und Ist-Position des gestreuten Laserstrahles auf dem Positionsdetektor (23) für den Beobachter. Erst nachdem diese beiden Markierungen durch entsprechendes Durchfokussieren des Operationsmikroskopes (1) zur Deckung gebracht worden sind, erfolgt die definierte Positionsbestimmung des markierten Objektdetails auf der optischen Achse (18). Dazu werden die Detektoren (15, 16) an den optischen System-Einheiten Zoom (11a, 11b) und Hauptobjektiv (9, 10) ausgelesen und von der Prozeßsteuereinrichtung (3) weiter verarbeitet. Zusammen mit den gleichzeitig festgehaltenen Raum- und Orientierungskordinaten des Operationsmikroskopes (1) über die Weg- und Winkeldetektoren des Mehrgelenk-Statives ist somit die definierte Lagebestimmung des markierten Objektdetails bzw. des eingesehenen Sehfeldes möglich.

Eine Steigerung der Auswertegenauigkeit wird weiterhin erreicht, indem bei der Montage eines derartigen Operationsmikroskopes in einer Referenz-Messung die optischen und mechanischen Abweichungen des Systems beim Durchfokussieren erfaßt und gespeichert werden, um bei der eigentlichen Messung zur Auswertung herangezogen zu werden.

Über ein zweites Auskoppel-element (33) im zweiten Beobachtungsstrahlengang ist es zusätzlich möglich, das eingesehene Sehfeld mit einer geeigneten Kamera zur erfassen und auf einem Diagnose-Monitor darzustellen. Nach der beschriebenen Koordinatenbestimmung des eingesehenen Sehfeldes kann auf dem Diagnose-Monitor ein entsprechendes vorher erstelltes Diagnosebild überlagert werden. Ebenso ist es möglich, mit Hilfe von Bildverarbeitungseinrichtung (4) und TV-Display (31) dem koordinatenmäßig erfaßten Sehfeld im Beobachtungsstrahlengang ein derartiges Diagnosebild zu überlagern.

In Fig. 3 ist eine Seitenansicht des unteren Teiles des Operationsmikroskopes aus Fig. 2 dargestellt. Eine Laserdiode (28), die über den Rechner (3) der Prozeßsteuereinrichtung gesteuert wird, projiziert über zwei Linsen (27a, 27b), welche zur Strahlaufweitung und -formung dienen, einen Laserstrahl auf einen Umlenkspiegel (17), der den Laserstrahl durch das Hauptobjektiv (9, 10) auf die Objektoberfläche (19) lenkt. Die Anordnung des Positionserkennungssystems nach dem Lasertriangulations-Prinzip in diesem Ausführungsbeispiel ist nicht erfindungswesentlich. Im dargestellten Ausführungsbeispiel in Fig. 2 und 3 wird eine Laserdiode (28) verwendet, die im infraroten Spektralbereich emittiert. Dies bringt insofern Vorteile bei der Detektion des gestreuten Laserstrahles, da mit Hilfe eines wellenlängen-selektiven Auskoppel-elementes (20) der gestreute Laserstrahl definiert aus dem Beobachtungsstrahlengang separiert werden kann. Durch einen entsprechenden Filter (21) vor dem Positionsdetektor (23), der nur für

die verwendete Laser-Wellenlänge durchlässig ist, wird zudem gewährleistet, daß kein Streulicht aus der Umgebung auf den Positionsdetektor (23) gelangt, was Falschinformationen zur Folge hätte.

In Fig. 4a, 4b sowie 5a und 5b werden verschiedene Fokussier-Zustände eines derartigen Systemes sowie die entsprechende graphische Darstellung auf dem TV-Display bzw. im eingespiegelten Zwischenbild veranschaulicht. Im Falle der Fig. 4a liegen markierte Objekt-Oberfläche (19) und Operationsmikroskop-Sehfeldebene (24) nicht in einer Ebene. Der Laserstrahl wird über den Umlenkspiegel (17) entlang der optischen Achse (18) auf die Objektoberfläche (19) projiziert. Der gestreute Laserstrahl (40), der über Hauptobjektiv (9, 10), Auskoppellement (20), Filter (21) und Projektionslinse (22) auf dem Positionsdetektor (23) registriert wird, weist noch nicht die Position auf, die zum exakten Vermessen der Sehfeldebene erforderlich ist. Ein Beispiel einer graphischen Umsetzung dieses Zustandes über die Bildverarbeitungseinrichtung auf einem TV-Display bzw. das eingespiegelte Zwischenbild wird in Fig. 5a dargestellt. In der Sehfeldmitte markiert ein offenes Visier-Strichkreuz (29) den Soll-Zustand für die Position des gestreuten Laserstrahles auf dem Positionsdetektor (23), wenn markiertes Objektdetail (19) und Operationsmikroskop-Sehfeldebene (24) übereinstimmen. Die aktuelle Ist-Position des gestreuten Laserstrahles auf dem Positionsdetektor (23) wird durch die Lage des Kreuzes (30) auf dem TV-Display bzw. im eingespiegelten Zwischenbild markiert. Über Durchfokussieren des optischen Systemes versucht der Chirurg nun, diese beiden Markierungen zur Deckung zu bringen, um somit eine definierte Lage des markierten Objektdetails auf der optischen Achse (18) zu erreichen. Dieser Zustand wird in Fig. 4b dargestellt, ebenso wie die zur Deckung gebrachten Markierungen (29, 30) in Fig. 5b. Sobald diese Übereinstimmung erreicht ist, wird anhand der optischen Systemdaten, die aus den entsprechenden Detektoren (15, 16) ausgelesen werden, die Lage der Sehfeldebene (24) relativ zum Operationsmikroskop (1) bestimmt. Zusammen mit den dann ermittelten Raum- und Orientierungskoordinaten des Operationsmikroskopes (1) und einer vorhergehenden Eichmessung ist dann die definierte Bestimmung des betrachteten Objektdetails im Patienten-Koordinatensystem möglich. Bei der vorher durchgeführten Eichmessung wird die Lage mehrerer bekannter Punkte im Patientenkoordinatensystem mit Hilfe des erfindungsgemäßen Operationsmikroskops (1) bestimmt. Anhand dieser vermessenen Punkte kann die Position und Orientierung des Patienten im Raum bestimmt werden. Zusammen mit den anschließend über das erfindungsgemäße Verfahren ermittelten Sehfeld-Koordinaten ist nach einer geeigneten Koordinatentransformation die Korrelation des eingesehenen Sehfeldes mit den entsprechenden Diagnosedaten möglich.

Alternativ zum manuellen Durchfokussieren des Operationsmikroskopes ist es möglich, das beschriebene Anvisiervorgehen in Form einer automatischen Fokussierung durchführen zu lassen, wobei die Prozeßsteuereinrichtung (3) über einen entsprechenden Antrieb das Durchfokussieren übernimmt.

Patentansprüche

1. Operationsmikroskop (1) zur rechnergestützten stereotaktischen Mikrochirurgie mit einer Vorrichtung zur Einspiegelung von Zwischenbildern in

mindestens einen der beiden Stereo-Beobachtungsstrahlengänge, Detektoren (15, 16) zum Erfassen der optischen Systemdaten, einem Positionserkennungssystem, sowie einer Prozeßsteuereinrichtung (3) zur Auswertung der Signale des Positionserkennungssystemes, **dadurch gekennzeichnet**, daß ein Positionserkennungssystem (28, 27a, 27b, 17, 20, 21, 22, 23) auf optischer Basis vorgesehen ist, das in die Optik des Operationsmikroskopes (1) integriert ist, sowie eine Bildverarbeitungseinrichtung (4), die die von der Prozeßsteuereinrichtung (3) gelieferten Signale in eine für den Beobachter sichtbare zweidimensionale graphische Darstellung umsetzt.

2. Operationsmikroskop (1) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Positionserkennungssystem (28, 27b, 27a, 17, 20, 21, 22, 23) auf optischer Basis nach dem Lasertriangulationsprinzip aufgebaut ist.

3. Operationsmikroskop (1) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildverarbeitungseinrichtung (4) ein TV-Display (31) umfaßt, welches zur graphischen Darstellung der verarbeiteten Signale dient.

4. Operationsmikroskop (1) nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß in mindestens einem der beiden Stereo-Beobachtungsstrahlengänge eine Einspiegelungsvorrichtung vorgesehen ist, die ein Einkoppellement (26) mit einer davor angeordneten Projektionsoptik (25) umfaßt und zum Einspiegeln der graphischen Darstellung auf dem TV-Display (31) in den Beobachtungsstrahlengang dient.

5. Operationsmikroskop (1) nach mindestens einem der Ansprüche 1—4, dadurch gekennzeichnet, daß das Positionserkennungssystem nach dem Lasertriangulations-Prinzip (28, 27a, 27b, 17, 20, 21, 22, 23) zwischen Objektiv (9, 10) und Vergrößerungssystem (11a, 11b) des Operationsmikroskopes (1) angeordnet ist.

6. Operationsmikroskop (1) nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß das Positionserkennungssystem nach dem Lasertriangulations-Prinzip (28, 27a, 27b, 17, 20, 21, 22, 23) sendeseitig eine Strahlquelle (28), eine Strahlaufbereitungsoptik (27a, 27b), sowie ein Umlenkelement (17) umfaßt.

7. Operationsmikroskop (1) nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß das Positionserkennungssystem nach dem Lasertriangulations-Prinzip (28, 27a, 27b, 17, 20, 21, 22, 23) empfangsseitig ein Auskoppellement (20), eine Abbildungsoptik (21, 22) und einen ortsauflösenden Positionsdetektor (23) umfaßt.

8. Operationsmikroskop (1) nach mindestens einem der Ansprüche 1—7, dadurch gekennzeichnet, daß das Operationsmikroskop (1) an einem Mehrgelenk-Stativ (2) befestigt ist, das Weg- und Winkel-detektoren zur exakten Ermittlung der Operationsmikroskop-Raumkoordinaten und -Orientierung aufweist.

9. Verfahren zum Betrieb eines Operationsmikroskopes (1) nach mindestens einem der Ansprüche 1—8, dadurch gekennzeichnet, daß

— die Raumkoordinaten des Operationsmikroskopes (1), sowie dessen Orientierung laufend ermittelt und an die Prozeßsteuereinheit (3) übergeben werden,

— die aktuelle Position der Objektebene über das Positionserkennungssystem (28, 27a, 27b,

17, 20, 21, 22, 23) auf optischer Basis laufend mit Hilfe der Prozeßsteuereinrichtung (3) erfaßt und über die Bildverarbeitungseinrichtung (4) auf einem TV-Display (31) graphisch dargestellt wird.

— die aktuelle Position der Bildebene über das Positionserkennungssystem (28, 27a, 27b, 17, 20, 21, 22, 23) auf optischer Basis ebenfalls graphisch auf dem TV-Display (31) dargestellt wird,

— durch Fokussieren oder Defokussieren des optischen Systemes des Operationsmikroskopes (1) die beiden graphischen Darstellungen auf dem TV-Display (31) zur Deckung gebracht werden,

— mit Hilfe der anschließend anhand der Detektoren (15, 16) ermittelten optischen Systemdaten die Relativlage des Objektdetails zum Operationsmikroskop (1) bestimmt wird,

— aus den Koordinaten des Objektdetails relativ zum Operationsmikroskop (1), sowie den Raumkoordinaten des Operationsmikroskopes und dessen Orientierung nach einer Koordinatentransformation die Objektdetail-Koordinaten im Raum bestimmt werden.

10. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die graphische Darstellung auf dem TV-Display (31) in mindestens einen der beiden Beobachtungsstrahlengänge eingespiegelt wird.

11. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß nach der Ermittlung der Koordinaten des betrachteten Objektes im Raum und Berücksichtigung der Operationsmikroskop-Vergrößerung dem eingesehenen Sehfeld ein dieses Koordinaten entsprechendes Bild aus einem präoperativen Diagnoseverfahren überlagert wird.

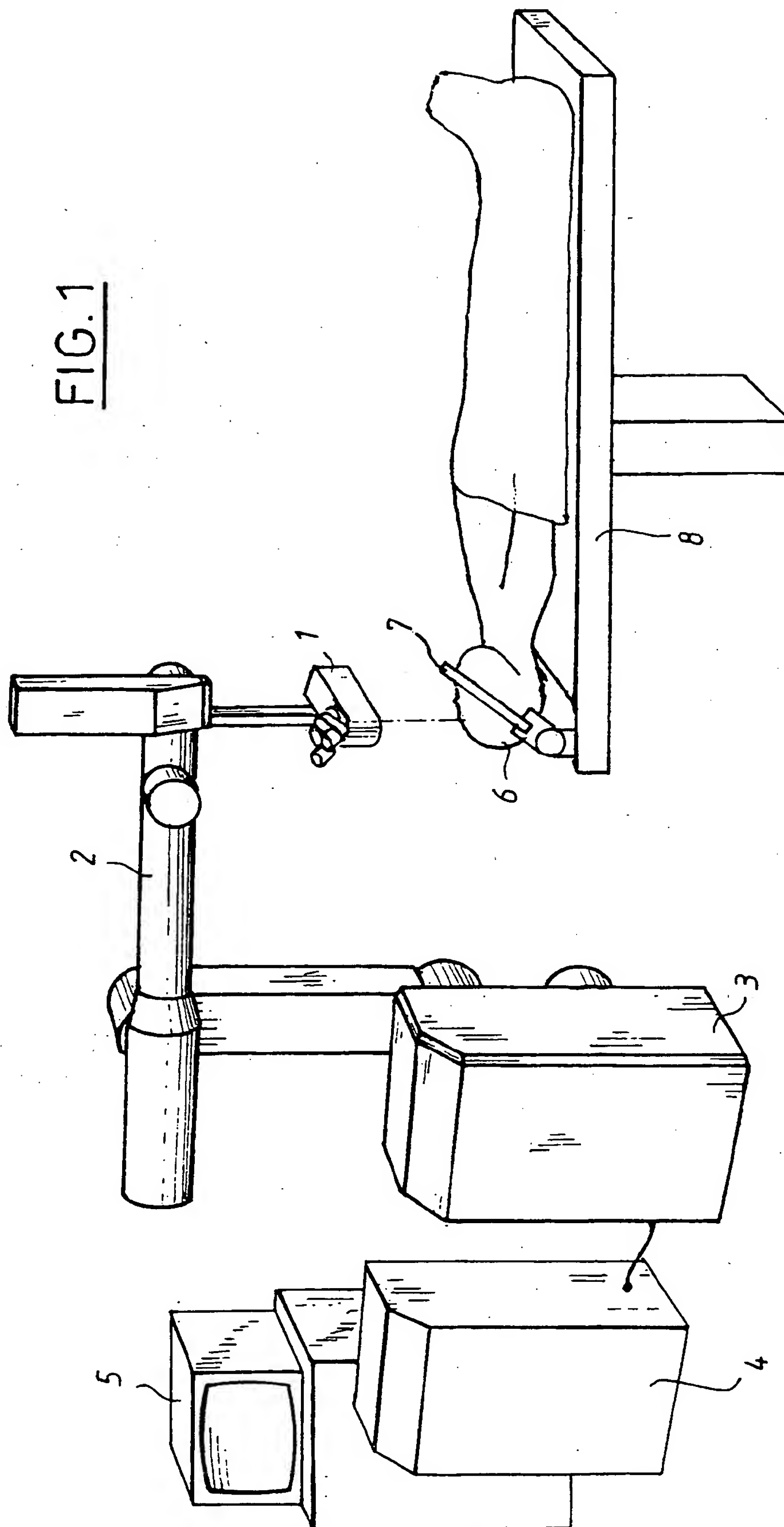
12. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die graphische Darstellung der Lage der Position der Bildebene in der Sehfeld-Mitte des betrachteten Bildausschnittes erfolgt.

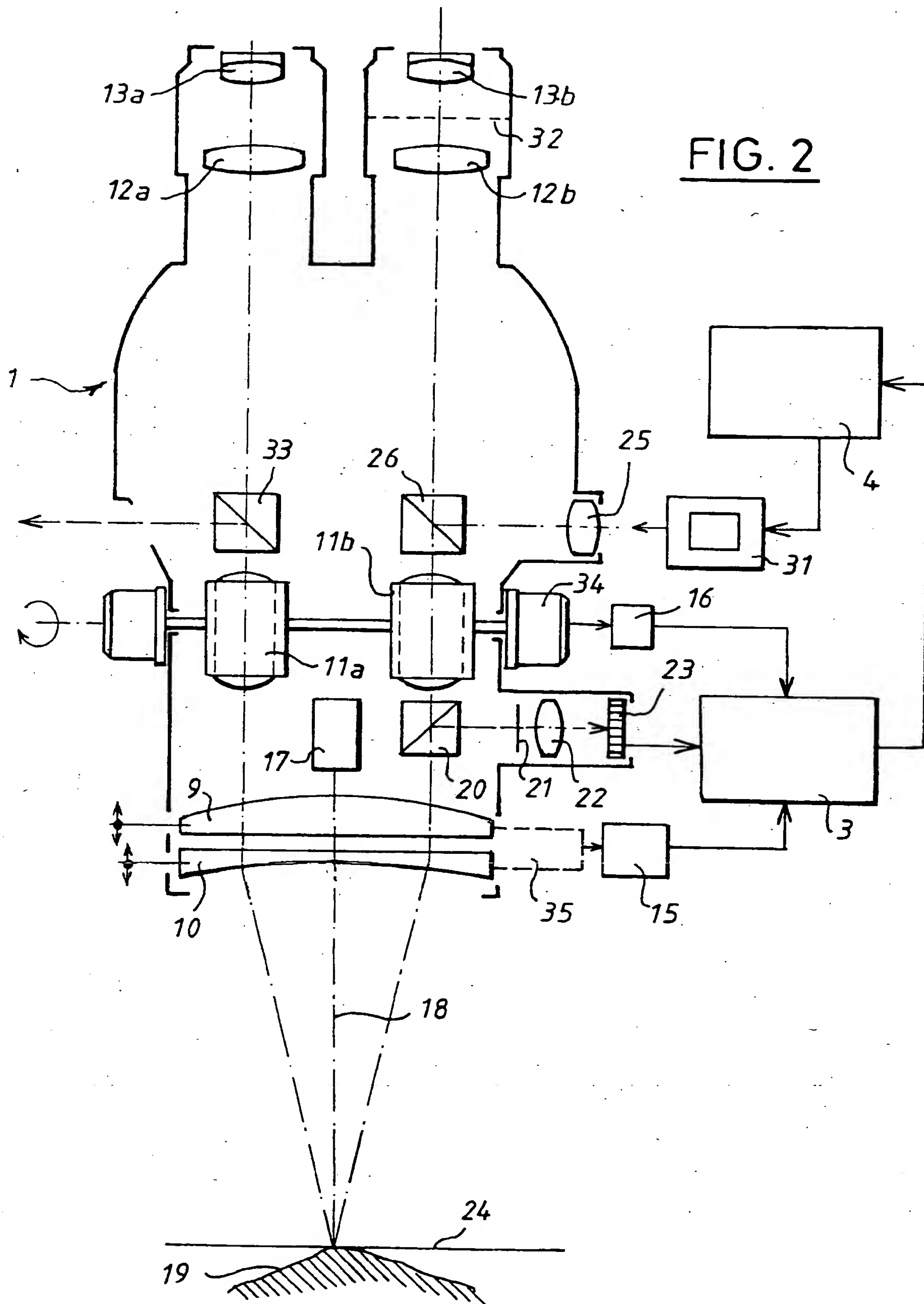
13. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß in einer vorhergehenden Referenzmessung optische und mechanische Abweichungen des optischen Systemes beim Durchfokussieren erfaßt, gespeichert und bei der graphischen Darstellung jeweils berücksichtigt werden, um die momentan erfaßten Meßwerte zu korrigieren.

14. Verfahren nach mindestens einem der Ansprüche 9—13, dadurch gekennzeichnet, daß die Fokussierung oder Defokussierung des optischen Systemes automatisch über die Prozeßsteuereinheit erfolgt.

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen.

FIG. 1





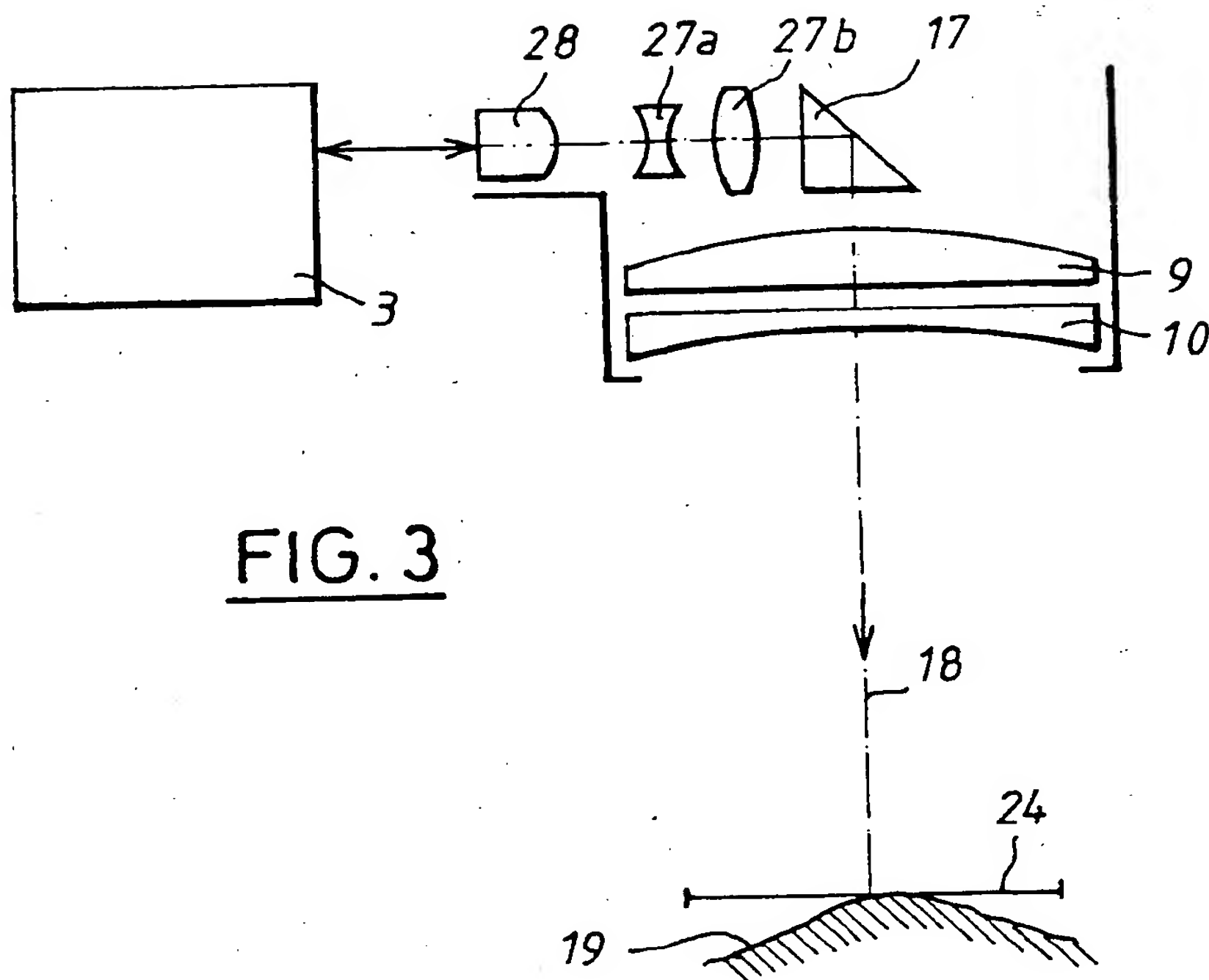


FIG. 4a

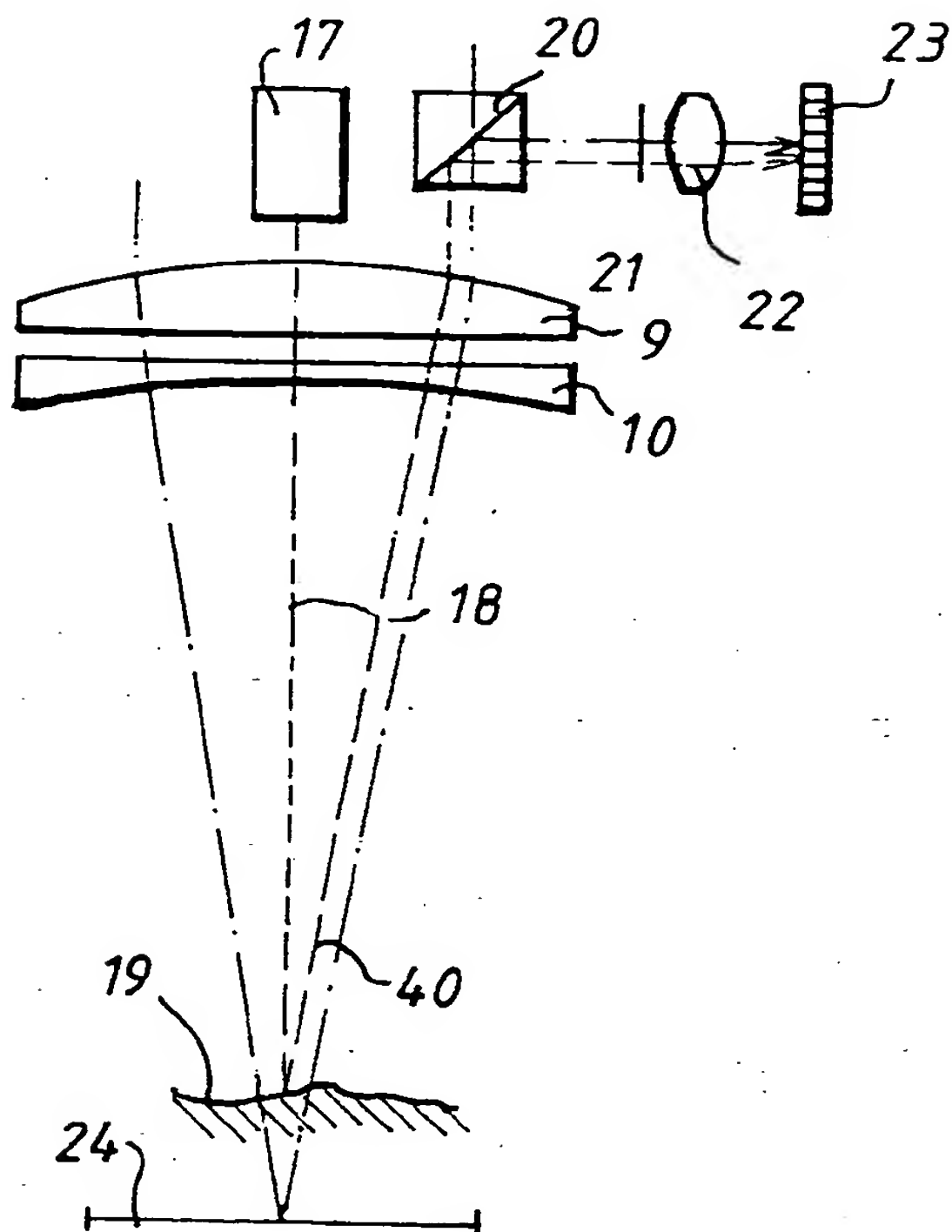


FIG. 4b

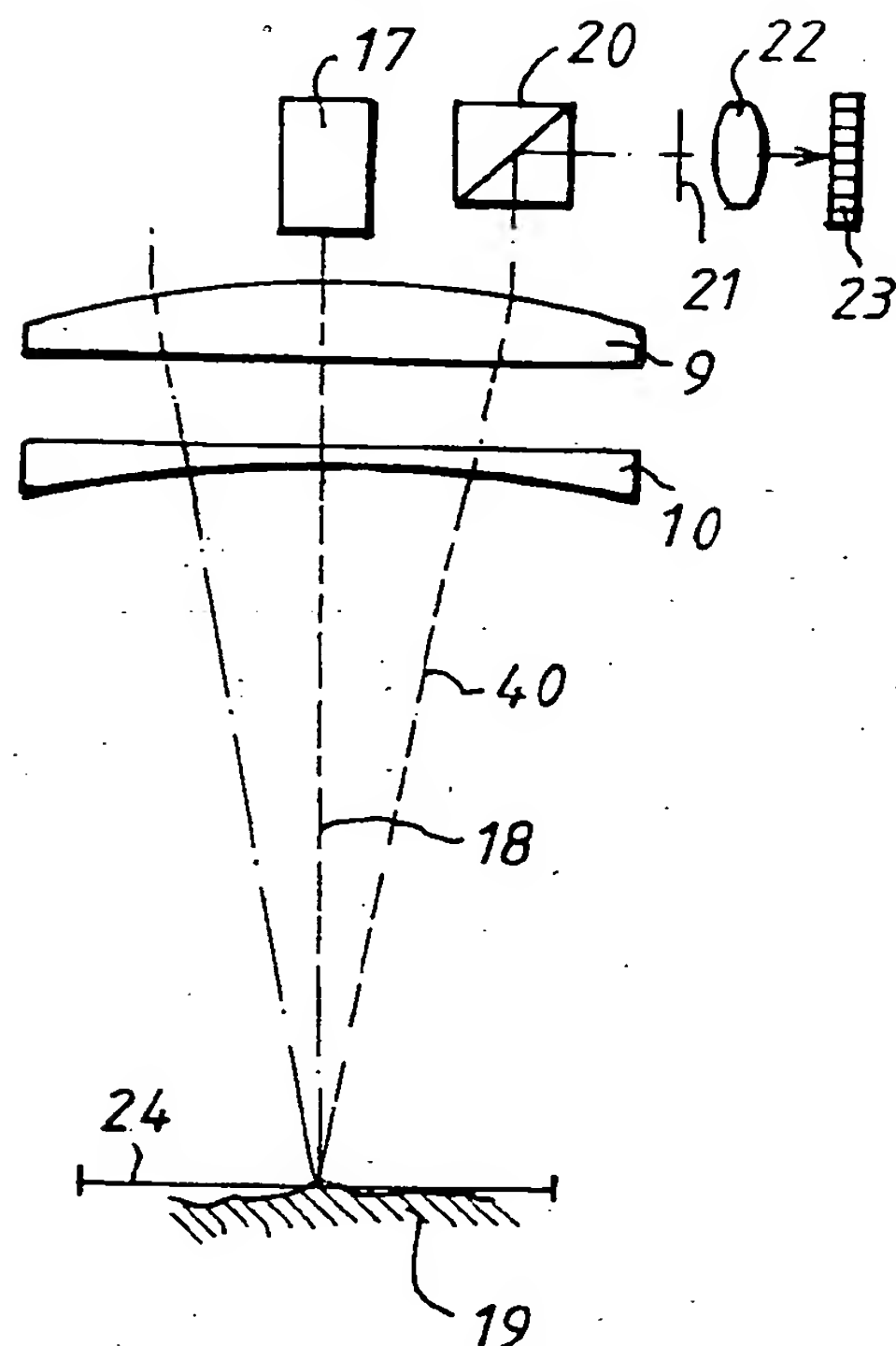


FIG. 5a

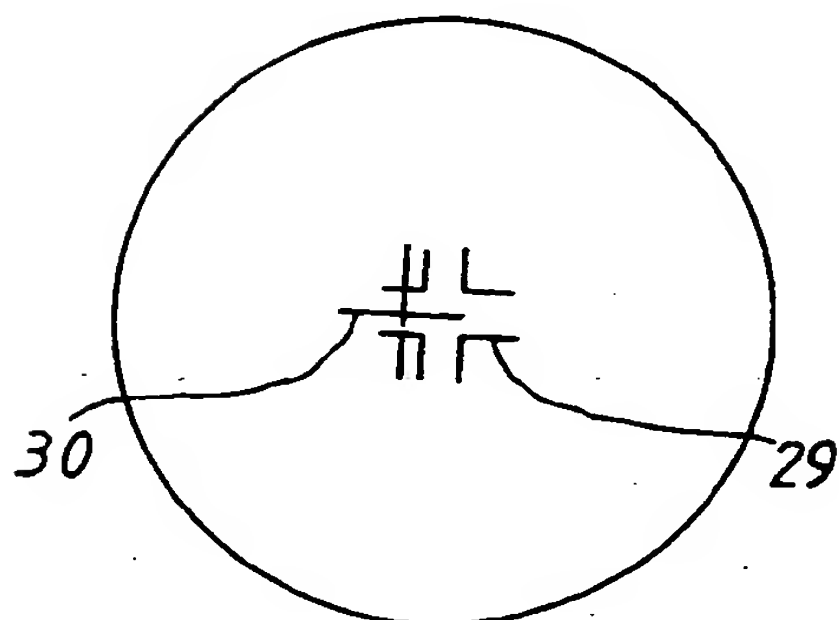


FIG. 5b

